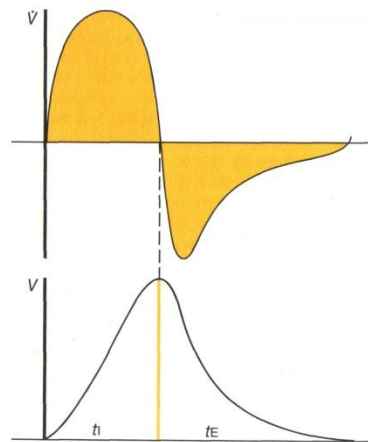
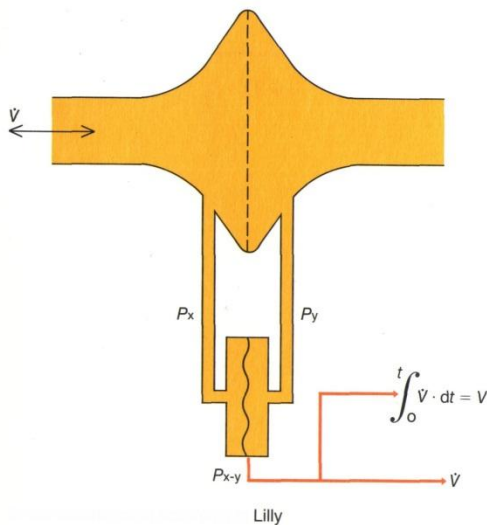
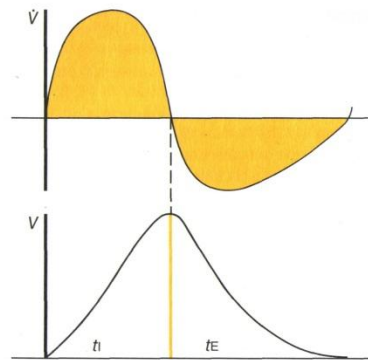
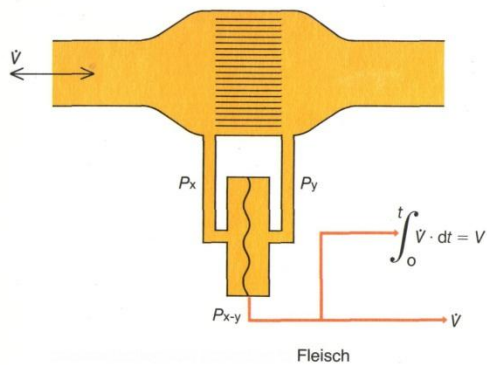


Лекция 5

Методы исследования механики дыхания

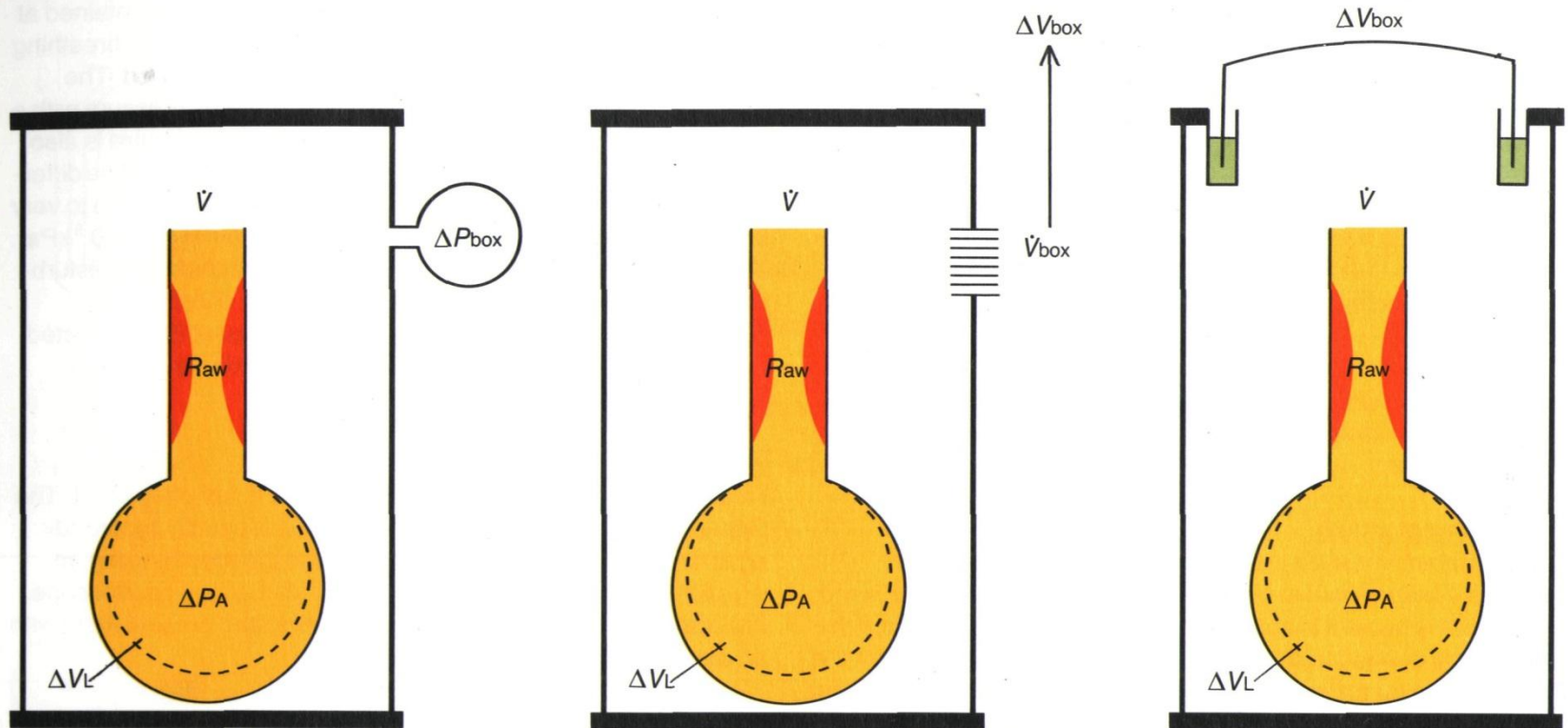
Легочные объемы, измеряемые методами флоуметрии. Флоуметрия на основе трубок Флейша и Лилли, другие методы измерения дыхательного потока.



$$P_{x-y} = k \cdot dV/dt$$

$$\int P_{x-y} \cdot dt = \int k \cdot dV = k \cdot V$$

Метод плетизмографии всего тела, его применение для измерения ФОЕ.



volume-constant plethysmograph:
measurement of the pressure change (differential manometer)

volume-displacement plethysmograph:
measurement of volume change by electronic integration of flow (pneumotachograph)

volume-displacement plethysmograph:
measurement of volume change by a wide-cylinder spirometer

Комплексное функциональное исследование внешнего дыхания

Комплексная установка серии «MasterScreen» («E. Jaeger», Германия):

- Спирометрия
- Бодиплетизмография
- Определение диффузионной способности легких
- Определение эластических свойств легких

Определение газового состава крови:
«Comact-2» (фирма «AVL», Австрия)



Метод плетизмографии всего тела, его применение для измерения ФОЕ

Уравнение для плетизмографа

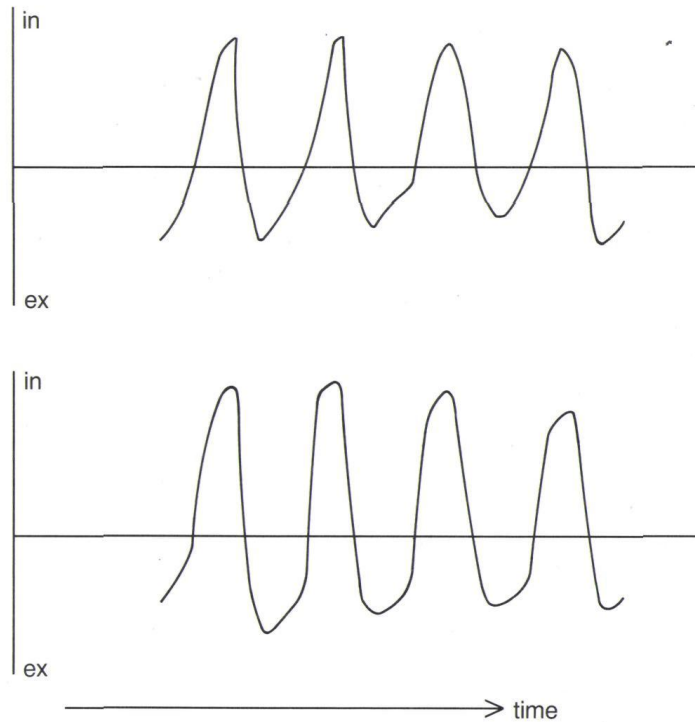
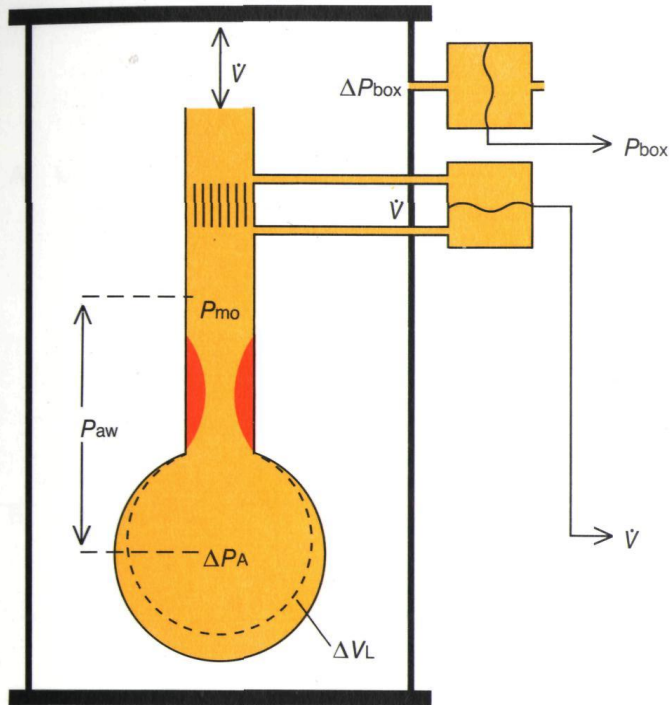
$$P_1 V_1 = P_2 (V_1 - \Delta V), \text{ точнее- адиабата}$$

$$\text{для легких } P_3 V_2 = P_4 (V_2 + \Delta V),$$

Величина ФОЕ:

$$V_2 = P_4 (P_2 - P_1) V_1 / (P_2 (P_3 - P_4)),$$

Для адиабаты получить самим



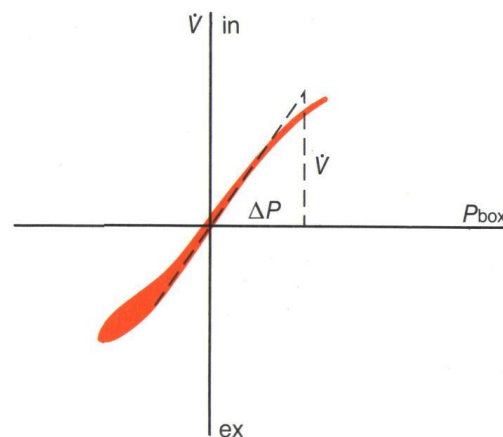
Метод
плетизмографии
всего тела, его
применение для
измерения R

- ↓ ΔP_A
- ↓ ΔV_L
- ↓ ΔV_{box}
- ↓ ΔP_{box}

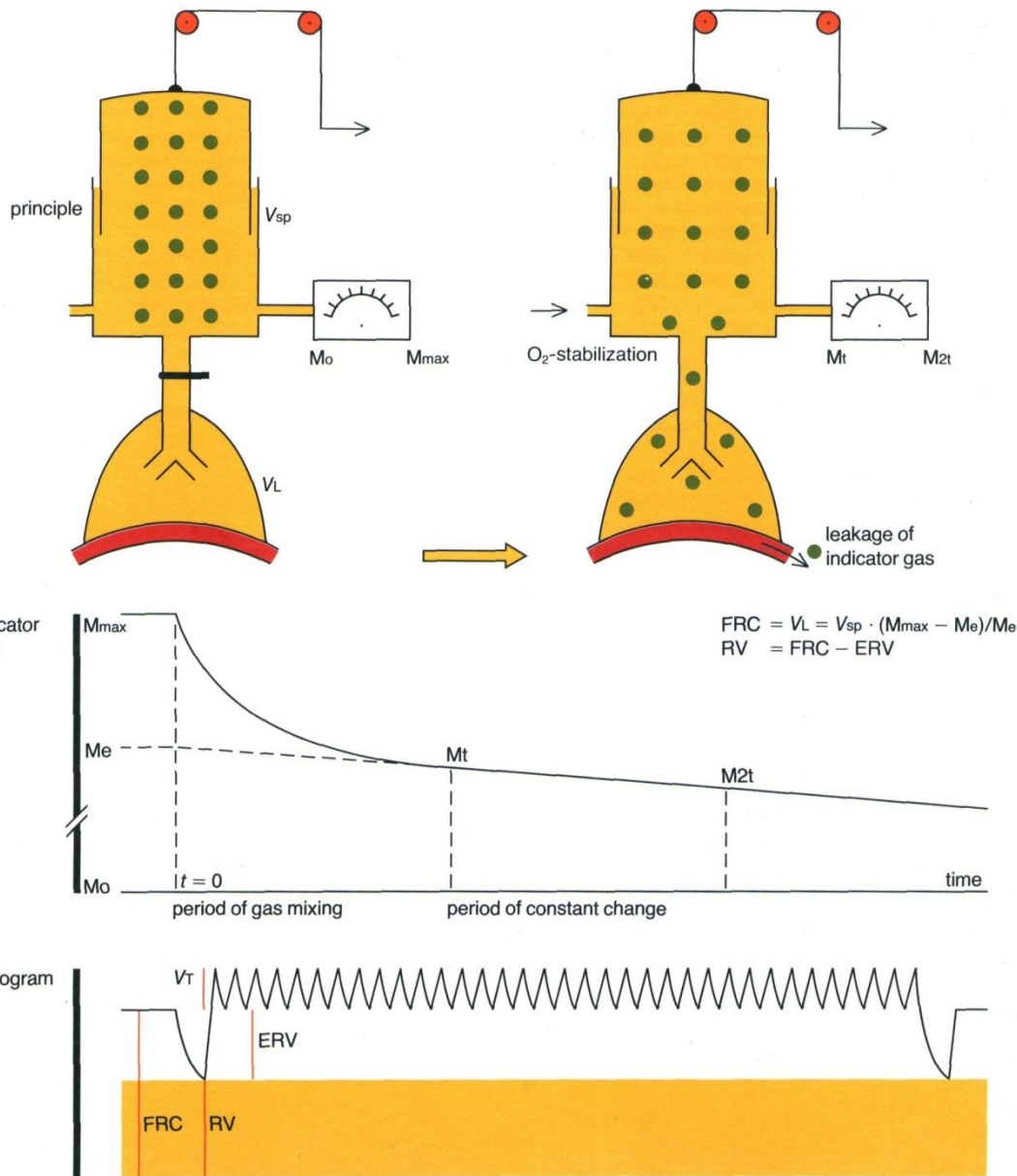
$$P_{aw} = f \cdot \Delta P_{box}$$

$$R_{aw} = P_{aw} / \dot{V} = f \cdot \Delta P_{box} / \dot{V}$$

$$G_{aw} = 1 / R_{aw} = \dot{V} / f \cdot \Delta P_{box}$$

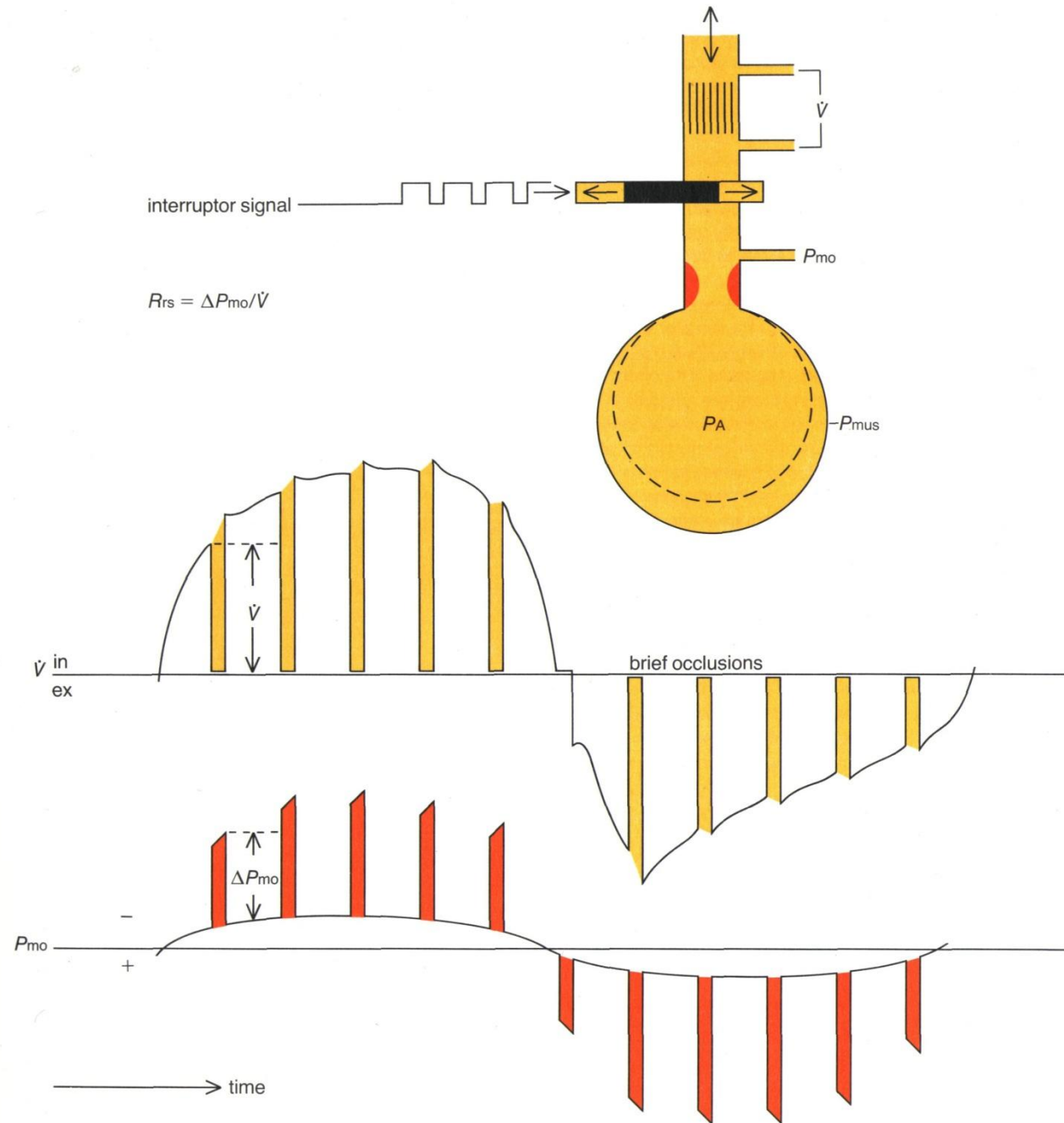


- Измерение объема легких с помощью индикаторного газа



3.3 Measurement of lung volume by an indicator gas

- Измерение сопротивления дыхательных путей методом прерывания потока



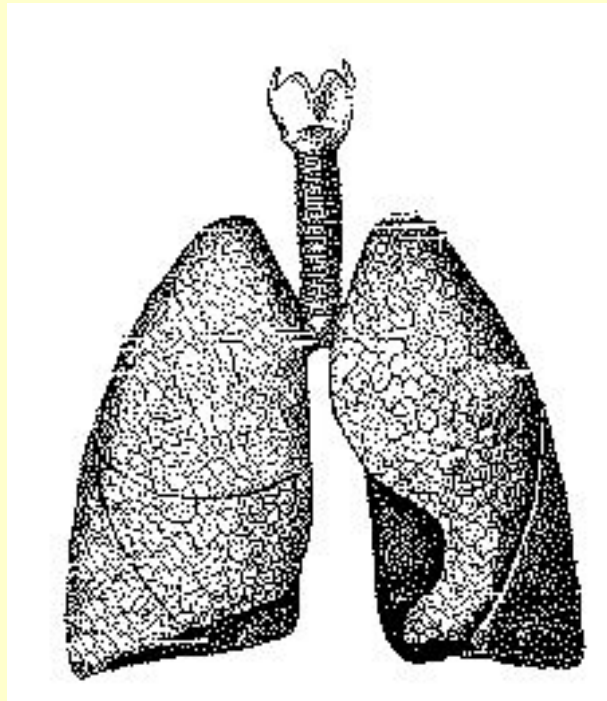
Импульсная осциллометрия: физические принципы метода

1. Физические принципы метода - Осцилляторная механика дыхания

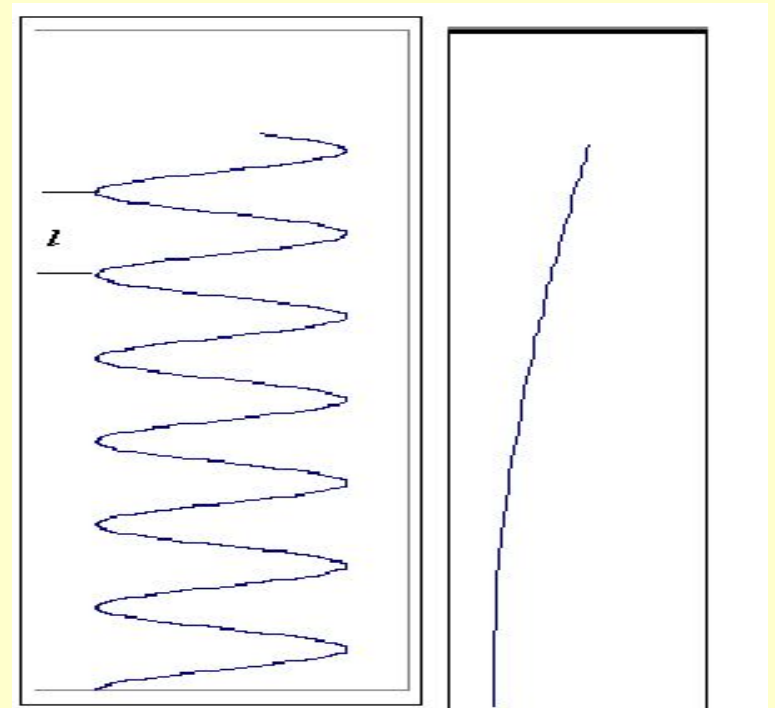
- Импульсная осциллометрия – один из методов осцилляторной механики дыхания.
- Осцилляторной механикой дыхания называют область механики дыхания, посвященную исследованию колебательных процессов в дыхательном тракте на частотах от долей Гц до десятков кГц.
- Исследование биомеханики колебательных процессов в системе дыхания началось в середине 20-го века, с работ А. Dubois и соавторов, предложивших метод вынужденных колебаний [Dubois et al., 1956]. Они же разработали первые математические модели дыхательного тракта, описывающие колебательные процессы.

Модели, применяемые в осцилляторной механике ДЫХАНИЯ

- Соотношение между размерами легких L и характерной длиной волны l рассматриваемого процесса в легких. На рис Б, В схематично представлены профили давления в легких для быстрого процесса (Б) и медленного процесса (В). Если $l \gg L$, то можно применять модели с сосредоточенными параметрами (В), в противном случае надо учитывать распространение механической волны по легким и применять модели с распределенными параметрами (Б).



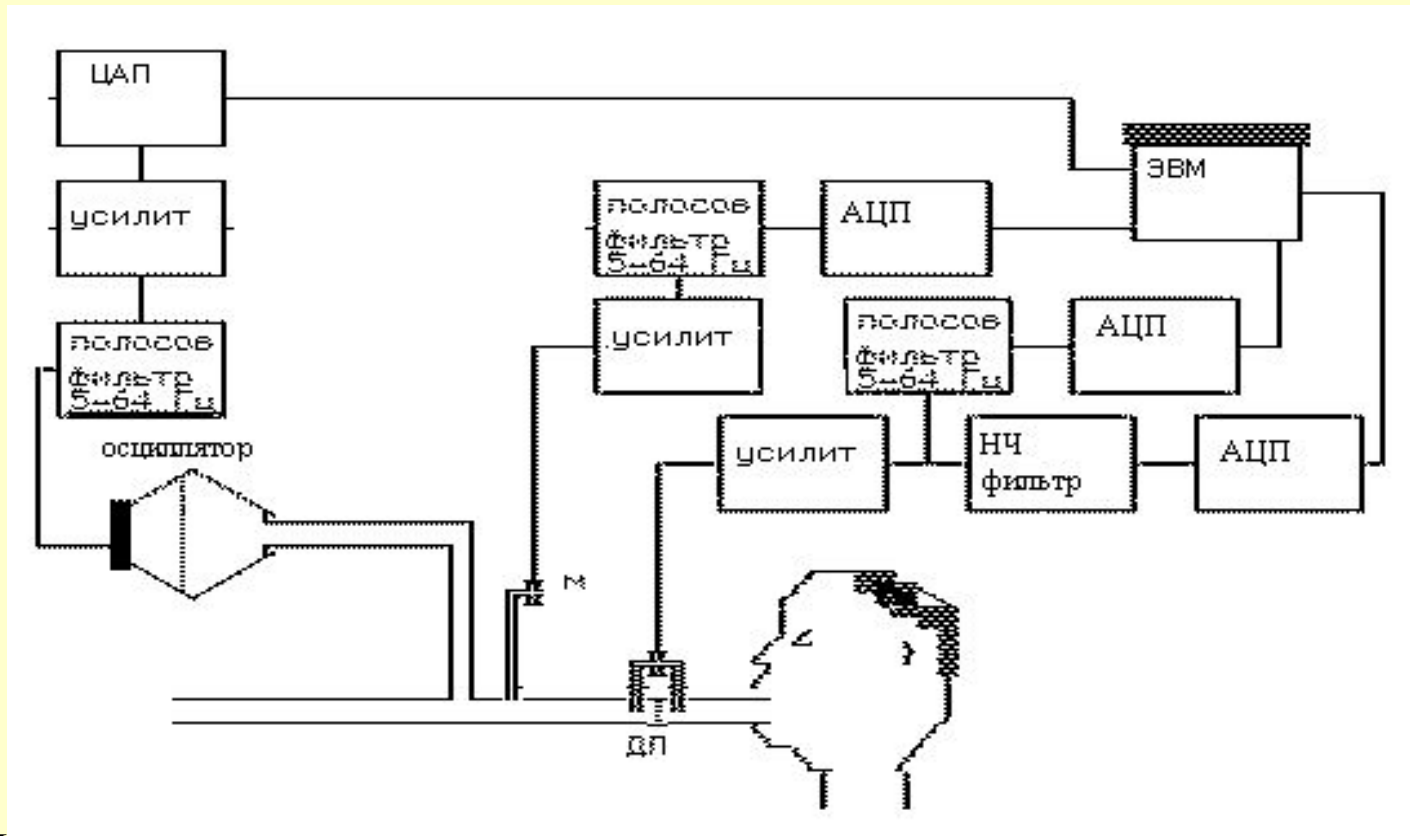
А



Б

В

Схема установки для измерения механического импеданса дыхательного тракта методом вынужденных колебаний.



- Представлена установка, предназначенная для измерения импеданса в диапазоне частот от 5 до 64 Гц. С помощью ЭВМ создается сигнал, содержащий колебания с заданным спектром. Осциллятор (громкоговоритель) создает колебания давления и потока в диапазоне частот 5-64 Гц, которые поступают в пневматический тракт установки. Частично этот осцилляторный поток уходит в атмосферу (на схеме – левая ветвь пневматического тракта установки), а частично – в дыхательную трубку, мундштук и далее в дыхательные пути исследуемого человека (на схеме – правая ветвь пневматического тракта). Колебания давления и потока в дыхательной трубке измеряются датчиком давления М и датчиком потока ДП соответственно.

Механический импеданс

- Если колебания давления P и
 - потока V
- представлять в комплексном виде,
- то импеданс равен отношению комплексных величин давления и потока
 - Импеданс является комплексным числом (здесь i - мнимая единица).
 - Модуль импеданса равен отношению амплитуд колебаний давления и потока ,
 - фаза импеданса равна фазовому сдвигу между давлением и потоком
 - действительная часть импеданса и
 - мнимая часть импеданса (реактанс) .

$$P(t) = |P| \cdot \exp i(\omega t + \Theta_p)$$

$$V(t) = |V| \cdot \exp i(\omega t + \Theta_v)$$

$$Z_{rs} = \frac{P}{V}$$

$$Z_{rs} = |Z_{rs}| \cdot \exp i\Theta_{rs}$$

$$|Z_{rs}| = \frac{|P|}{|V|}$$

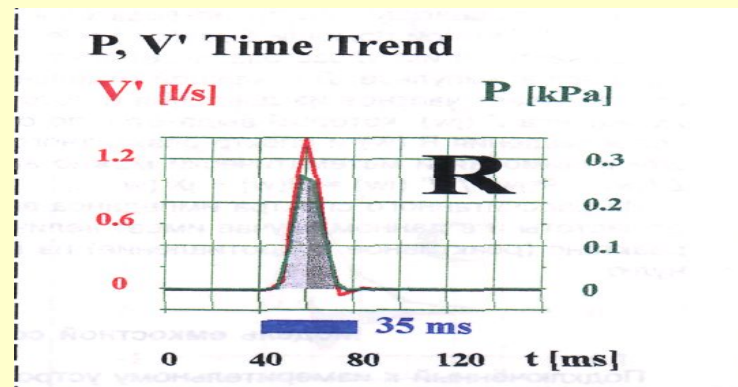
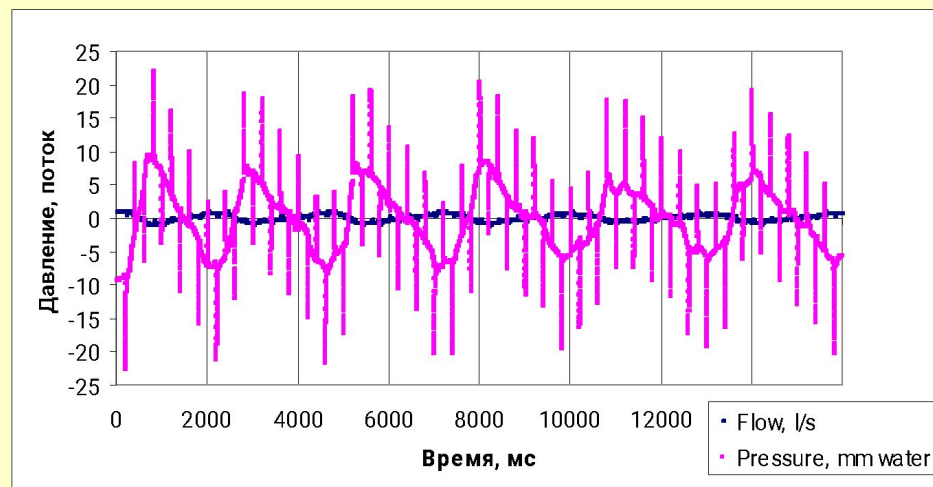
$$\Theta_{rs} = \Theta_p - \Theta_v$$

$$\operatorname{Re} Z_{rs} = |Z_{rs}| \cdot \cos \Theta_{rs}$$

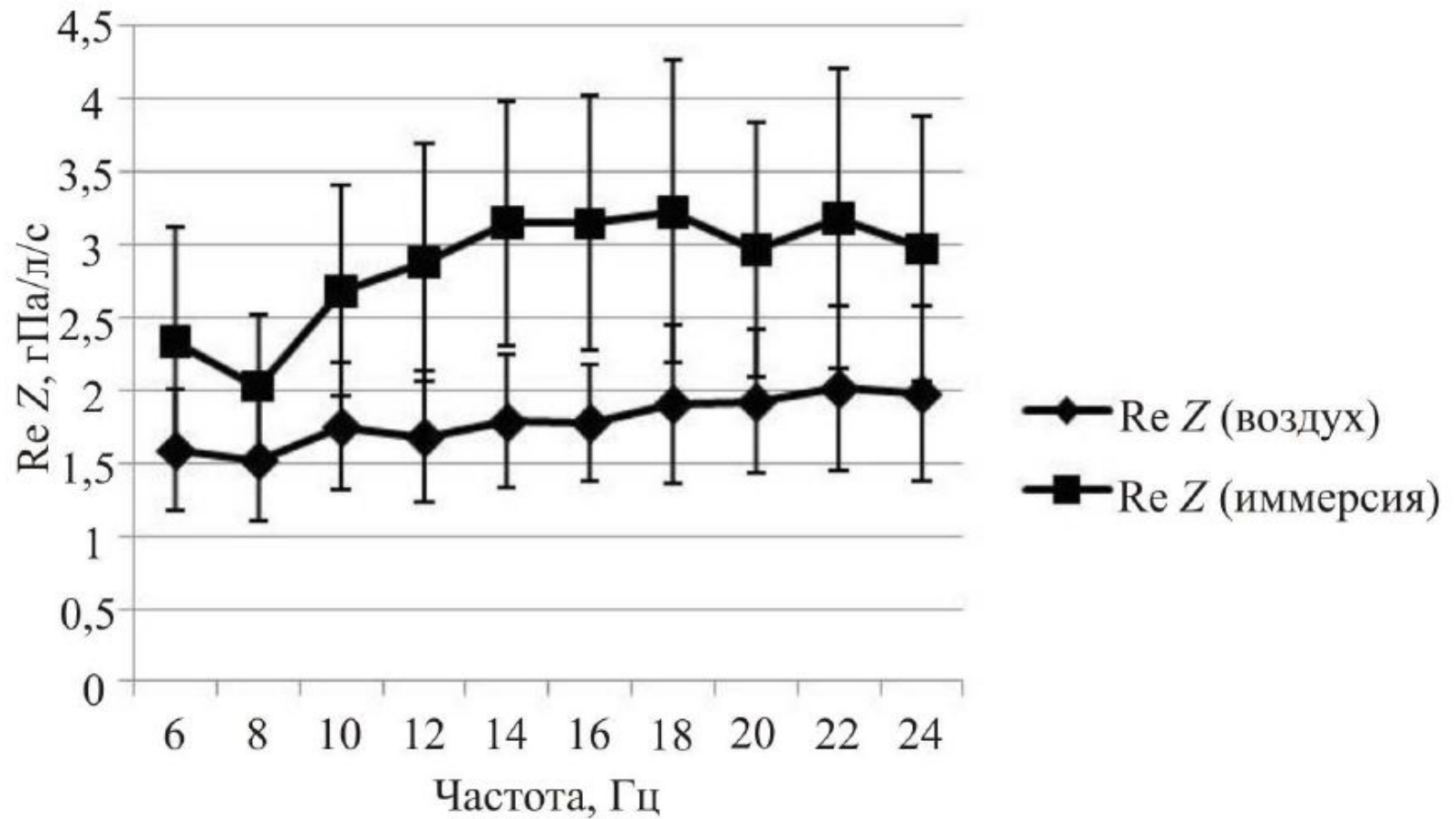
$$\operatorname{Im} Z_{rs} = |Z_{rs}| \cdot \sin \Theta_{rs}$$

Методы вынужденных колебаний и импульсной осциллометрии

- В диапазоне низких частот широко распространен метод вынужденных колебаний (МВК) или метод форсированных осцилляций в англоязычной терминологии (forced oscillation technique). Создают колебания потока газа и давления с частотами в диапазоне примерно от 5 до 64 Гц. Колебания давления регистрируют манометром, а потока – пневмотахометром. Вычисляют величины действительной и мнимой частей механического импеданса, характеризующие соотношение между колебаниями давления и потока. В методе импульсной осциллометрии (один из вариантов метода вынужденных колебаний) в дыхательный тракт подаются импульсы давления и потока.

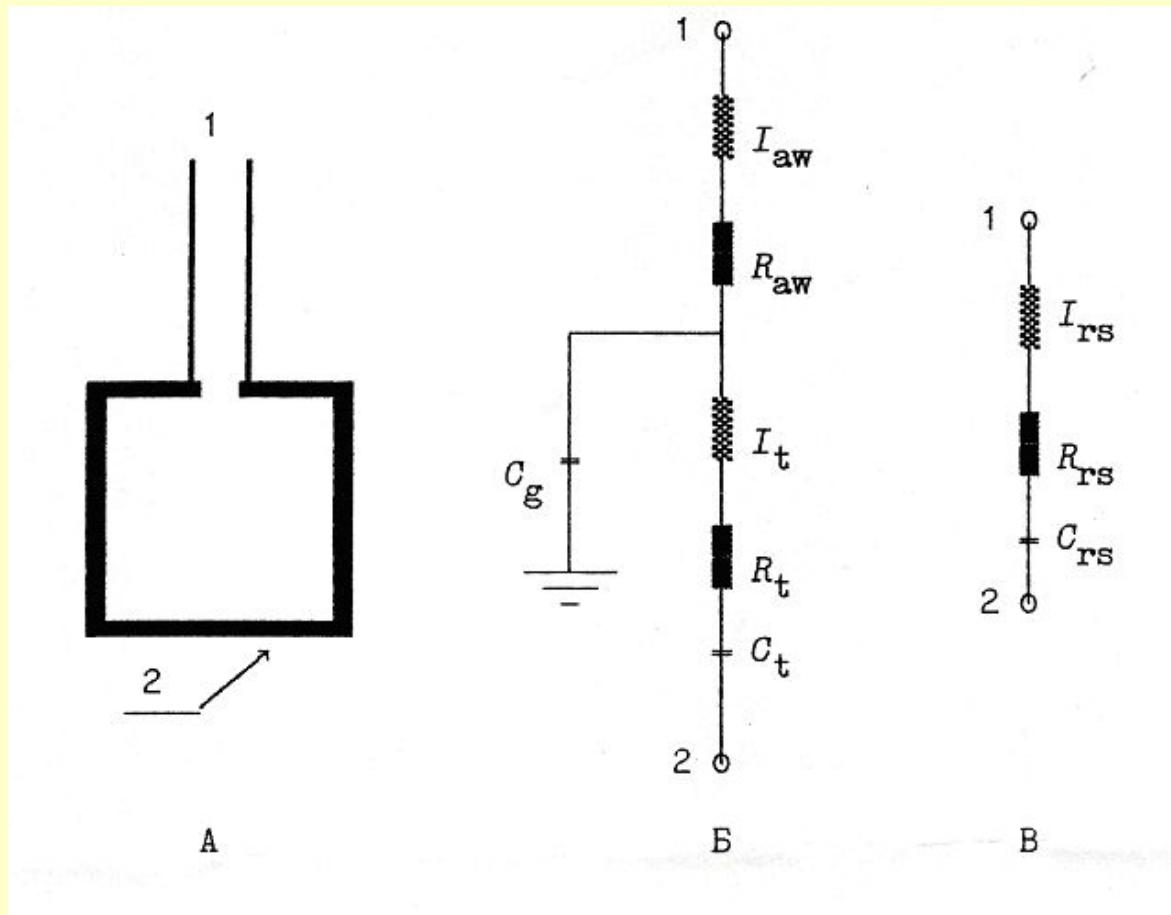


Пример зависимости импеданса от частоты

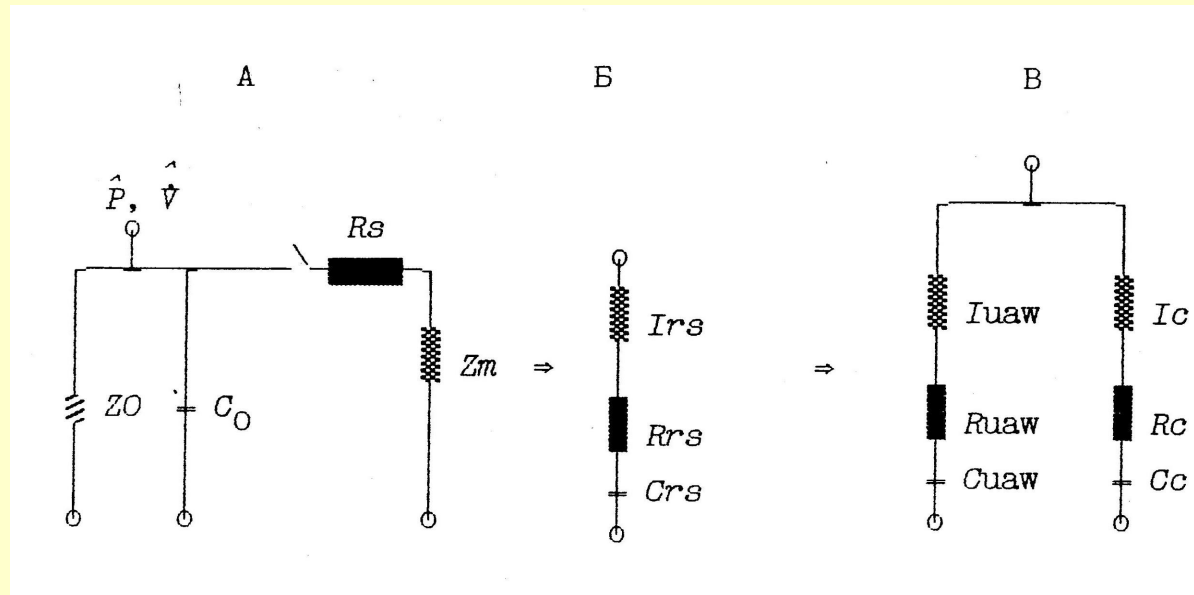


Электромеханические аналогии в системе дыхания.

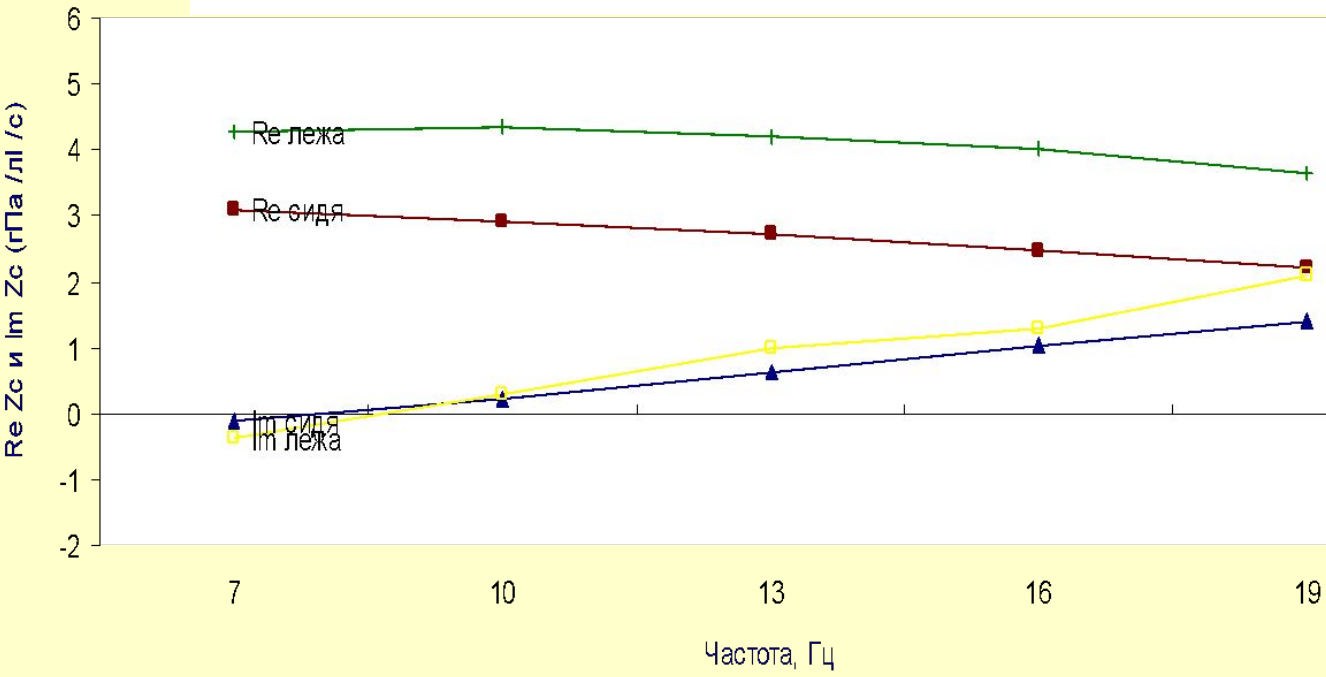
- Электромеханические аналогии в системе дыхания.
- А - "механическая" модель системы дыхания;
- Б - схема шестиэлементной модели механики дыхания;
- В - схема трехэлементной модели механики дыхания.
- 1 - вход в дыхательные пути, 2 - поверхность грудной клетки.



Измерение импеданса дыхательного тракта



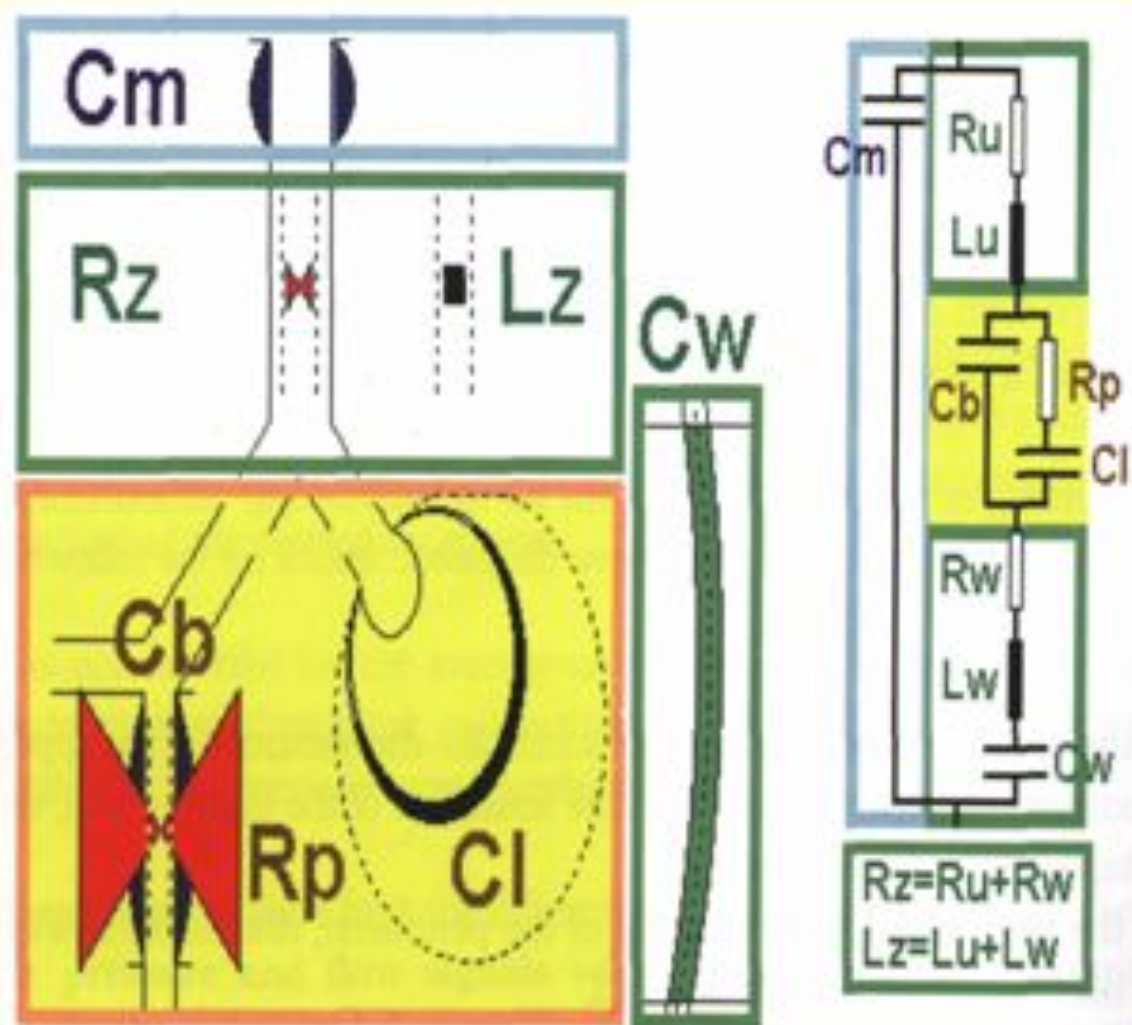
Электромеханические аналогии: А- модель прибора, \hat{P}, \hat{V} переменные давление и поток; Z_m – измеряемый импеданс, $I_{rs}, R_{rs}, C_{rs}, I_c, R_c, C_c; I_{uaw}, R_{uaw}, C_{uaw}$ – инерционность I , сопротивление R , растяжимость C дыхательного тракта без коррекции и с коррекцией; верхних дыхательных путей.



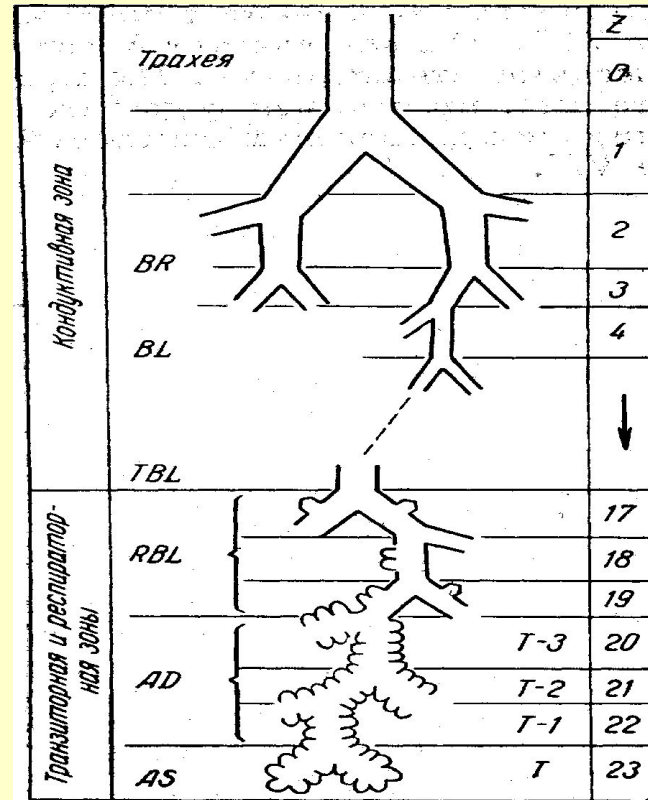
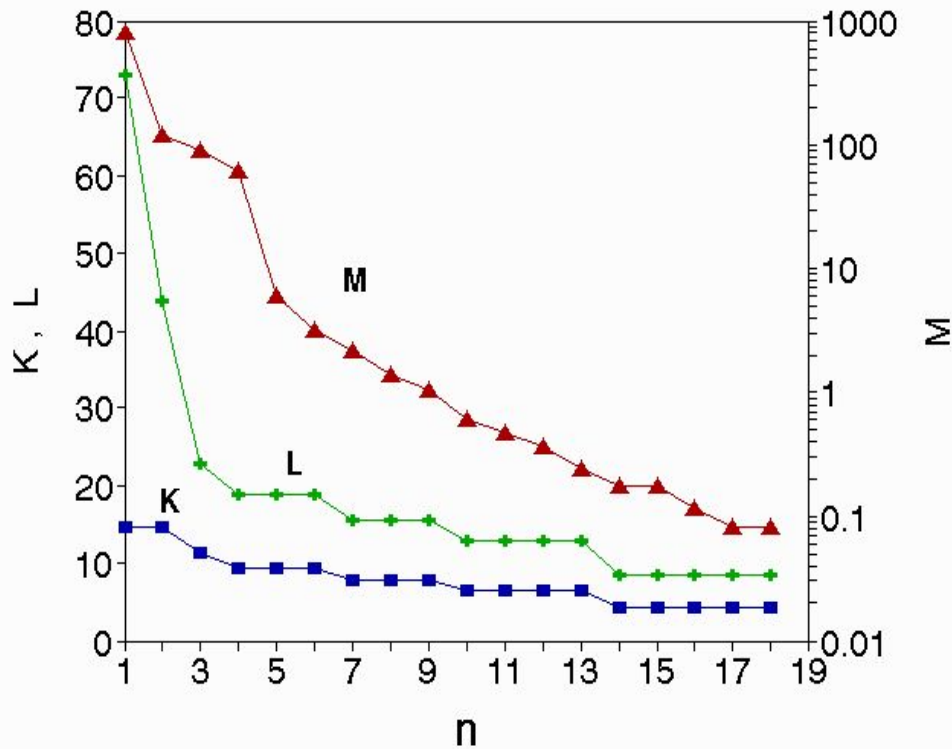
Скорректированный импеданс дыхательного тракта человека в положениях тела \hat{C} сидя и лежа

Модель Mead

- Модель Mead применяется в приборе MS IOS E. Jaeger.
- Модель включает 7 элементов.

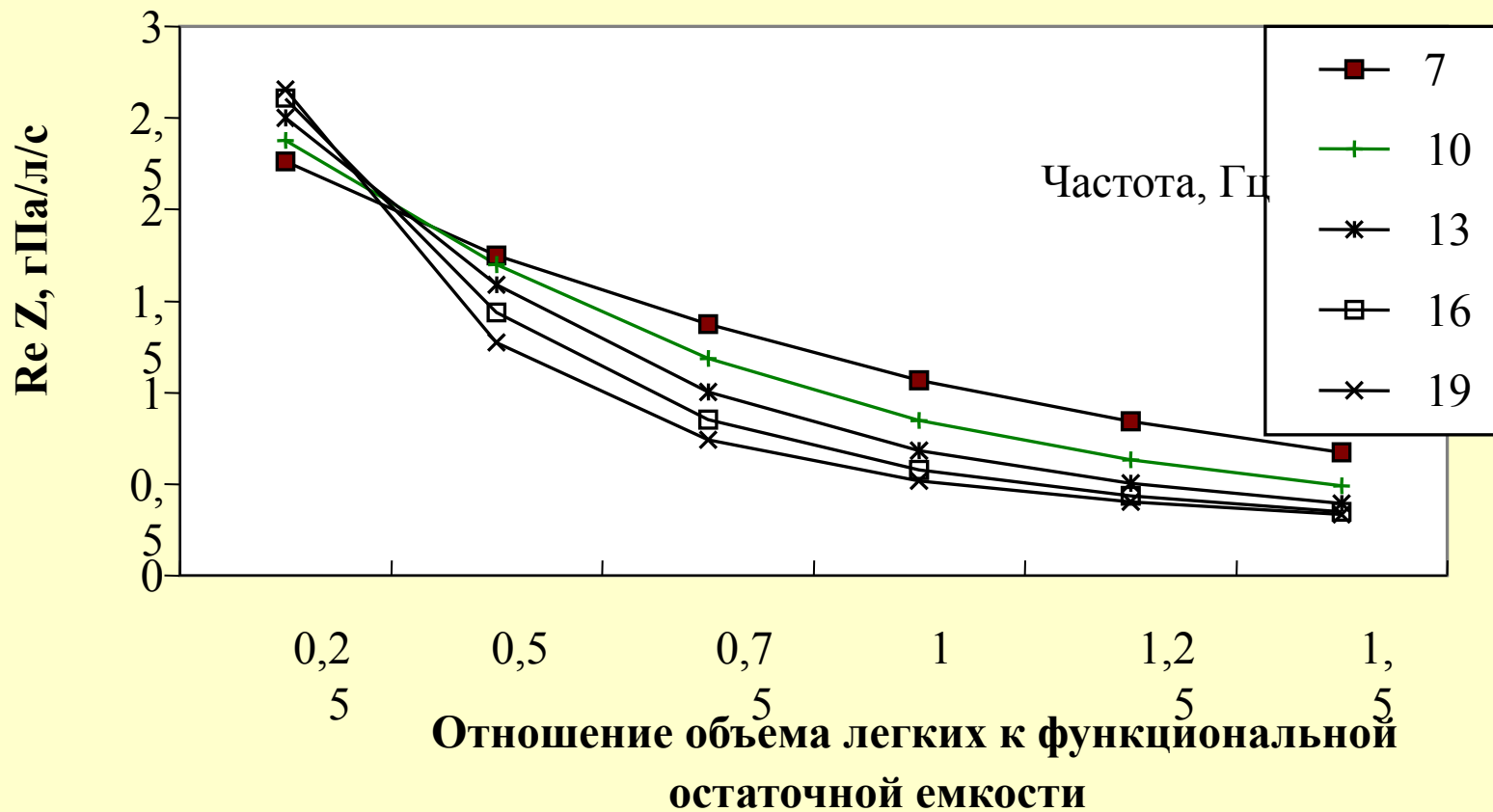


Модель с распределенными параметрами (дерево дыхательных путей)



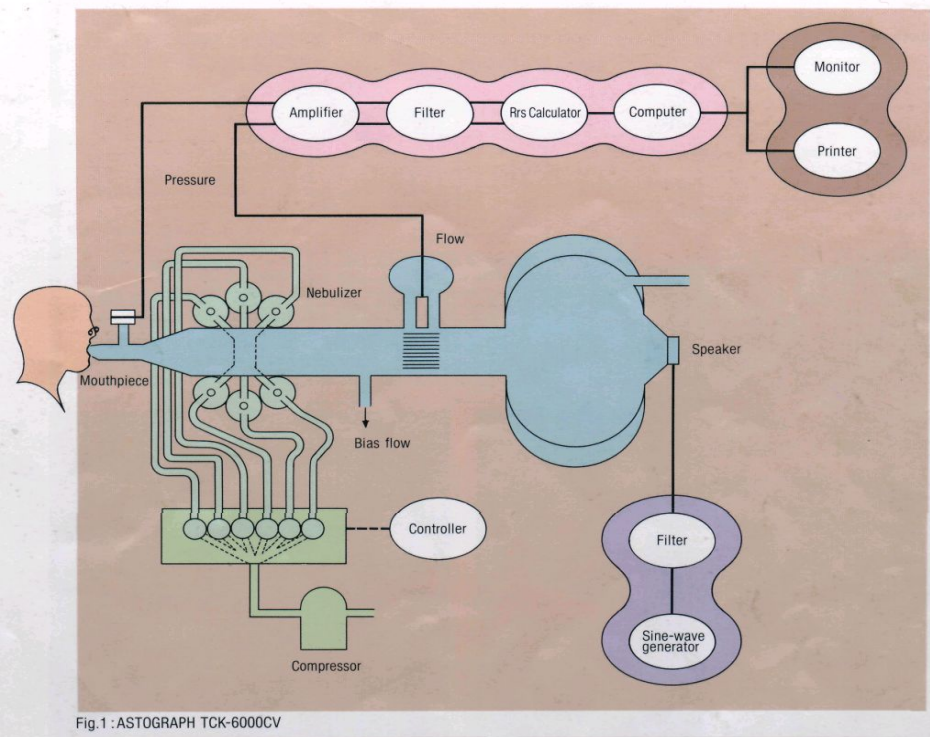
- n - номер поколения ветвления дыхательных путей
- M - масса на единицу длины дыхательных путей, г/см;
- L - вязкость на единицу длины, г(см с);
- K - упругость на единицу длины дыхательных путей, г/(см с²)

Теоретический анализ влияния объема легких человека на дыхательный импеданс



Варианты метода и приборов

1. (Nicon Cohden).
2. “Siregnost FD 5” (Siemens).
3. “Custo vit R” (Customed, Bultic Amadeus).
4. “Astograph TCK-6000CV” (Chest).
5. Pulmosfor (SEFAM).
6. Пневмотест-М (ИМБП, TFG,DDR)
6. MS IOS (E. Jaeger).
7. Прибор «Спиро» (НИИИТ)



4. “Astograph TCK-6000CV” (Chest).

5. Pulmosfor (SEFAM). 21

Прибор «Спиро» (НИИИТ)

- «Прибор для ранней диагностики легочной функции методом вынужденных колебаний».
- Прибор реализует метод импульсной осциллометрии в диапазоне частот от 2,5 до 150 Гц.
- Характеристики прибора:
 - а) определение общего дыхательного сопротивления методом вынужденных колебаний,
 - б) спирометрия,
 - в) методика «петля поток-объем»,
 - г) методика максимальной вентиляции легких,
 - д) тест на бронхоспазм;

